

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

④公開特許公報(A) 平2-28524

④Int.Cl. 5

G 01 J 5/10
5/00

識別記号

府内整理番号

B 8909-2G
A 8909-2G

④公開 平成2年(1990)1月30日

審査請求 未請求 請求項の数 7 (全20頁)

④発明の名称 放射体温計

④特 願 平1-63552

④出 願 平1(1989)3月17日

優先権主張 ④昭63(1988)4月12日 ④日本(JP) ④特願 昭63-88194

④発明者 柄川 俊二 東京都田無市本町6丁目1番12号 シチズン時計株式会社
田無製造所内④発明者 山田 真人 東京都田無市本町6丁目1番12号 シチズン時計株式会社
田無製造所内

④出願人 シチズン時計株式会社 東京都新宿区西新宿2丁目1番1号

明細書

1.発明の名称

放射体温計

2.特許請求の範囲

(1) 固定物体からの赤外放射を集光するための集光手段と、透過波長特性があるフィルタにより構成された光学系と、赤外放射エネルギーを電気信号に変換する赤外センサと、赤外センサ及びその周辺温度を計測する感温センサとを有するプローブと、赤外センサの電気信号と感温センサの電気信号を入力し、各々デジタル化された赤外データと感温データとを出力する検出信号処理手段と、体温データを算出する体温演算手段と、前記体温データに従って体温表示を行う表示装置を備えた放射体温計に於いて、前記フィルタの透過波長特性にもとづく補正値を設定するフィルタ補正手段を設け、前記体温演算手段は、前記赤外データと感温データとフィルタ補正手段からの補正値を入力して体温データを算出することを特徴とする放射体温計。

(2) 前記感温データを入力し、前記赤外センサの感温データを算出する感温補正演算手段を設け、前記体温演算手段は、前記赤外データ、感温データ、フィルタ補正手段からの補正値及び前記感温補正演算手段からの感温データを入力して体温データを算出することを特徴とする放射体温計。

(3) 前記フィルタ補正手段は、ステファン・ボルツマンの法則による温度-放射エネルギー特性カーブに近似した温度の高次式で表わされる温度-放射エネルギー特性カーブの対称軸温度を移動させるための対称軸温度補正値を出力することを特徴とする放射体温計。

(4) 前記感温補正演算手段は、下式により感温データRの演算を行う

$$R = \alpha \{ 1 + \beta (T_0 - T_m) \}$$

T_0 : 感温センサの感温データ

T_m : 感温調整時の温度

α : 温度 T_0 における感温

β : 感温の変動率

ことを特徴とする第6項記載の放射体温計。

(5) 検定物体からの赤外放射を集光するための光学系と、赤外放射エネルギーを電気信号に変換する赤外センサと、赤外センサ及びその周辺温度を計測する感温センサとを有するプローブと、赤外センサの電気信号と感温センサの電気信号を入力し、各々デジタル化された赤外データと感温データとを出力する検出信号処理手段と、体温データを算出する体温演算手段と、前記体温データに従って体温表示を行う表示装置を備えた放射体温計において、前記検出信号処理手段より出力される赤外データを入力して赤外データの有無を判定する零検出回路を設け、該零検出回路は赤外データの値が零又は最小であることを判定すると検出信号を出力することを特徴とする放射体温計。

(6) 前記放射体温計を収納するための収納ケースを設け、該収納ケースには収納された放射体温計のプローブ先端に対応した位置に反射板を設けたことを特徴とする第6項記載の放射体温計。

(7) 前記表示装置には、前記零検出回路から出力

された検出信号によって点灯される固定許可マークが設けられていることを特徴とする第6項記載の放射体温計。

3.発明の詳細な説明

【産業上の利用分野】

本発明は放射体温計に関するものであり、特に加熱装置を用いない放射体温計のシステムに関するもの。

【従来の技術】

近年ガラス体温計に代わるものとしてベン型の電子体温計が普及してきた。

この電子体温計の特徴は、壊れない、読み取りやすい、検温の終了のマークがあることなどですが、検温に要する時間は5~10分程度必要で、ガラス体温計とはほとんど変わりがなく、これが体温測定が面倒がられる原因です。これは、腋下や口中にセンサ部を挿入して、測定部位に接触させて測るという方法に問題があり、測定時間が長いのには2つの理由があります。

第1に腋下の皮膚温や、口中的粘膜温は検温開

始前には体温となっておらず、腋や口を閉じることによって、徐々に体温に近づくためです。

第2に体温計センサ部は周囲温度に冷やされていて、測定部位に挿入することにより、更に測定部位の温度を下げてしまい、より時間をかけています。

この状態を第14図により説明する。

第14図は横軸を検温時間、縦軸を測定温度とする接触型電子体温計の温度測定カーブであり、Hは測定部位としての腋下の温度カーブ、Mは体温計の測定温度カーブである。

すなわち検温開始時の t_1 に於いては、腋下の皮膚温は36℃以下であり、又体温計センサ部の温度も30℃以下に冷やされている。この状態から体温計センサ部を腋下に挿入して腋を閉じると体温計センサ部の測定温度Mは急激に上昇していくが、腋下の温度Hは体温計センサ部によって冷やされることにより t_2 迄下降した後、眞の体温に向けて上昇を開始する。そして体温計のセンサ部が腋下の皮膚温度迄温められた時、点 t_3 から

は2つの温度カーブH及びMは一致して上昇するが、眞の体温迄上昇するには前述のごとく5~10分程度の時間を必要としている。

そして実際の体温測定方法は周知のごとく、 t_1 時点から一定のインターバルで測定を行い、その測定値どうしを比較して最大値を順次記憶するとともに、測定値間の差を判定し、測定値間の差が予め定めた値より小さくなったら時、点 t_3 に於いて検温を中止すると同時に、その時の最大値を体温として表示するようにしている。

(例えば特開昭50-31888号公報)

前記第1及び第2の理由を考慮して体温測定を短時間に行うための条件を考えて見ると、検温を開始する前から体温となっている部位を選び、冷えているセンサを接触させることなく測定できれば、短時間測定が可能となります。

そこで、検温を開始する前から体温となっている部位として腋温を選び、その部位の温度を非接触で測る放射体温計が提案されている。(例として特開昭61-117422号公報)

次に上記放射体凹凸の基本となっている放射凹凸の原理について説明する。

「すべての物体は、表面から赤外放射をしており、その赤外放射エネルギーの量と分光特性は物体の絶対温度で定まり、その物体の性質や仕上げ表面状態にもよる。」この物理学の法則を基本としている。このことを示す法則を説明する。

まず、プランク (Planck) の法則は、物体の放射強度、スペクトル分布および温度の関係を扱したものである。

$$W(\lambda, T) = \frac{2\pi c^2 h}{\lambda^5} (e^{hc/k\lambda T} - 1)^{-1} \quad \dots (1)$$

$W(\lambda, T)$: 単色放射発度 (Spectral radiant emittance)

(W/cd·nm)

T : 物体の絶対温度 (K)

λ : 放射される放射波の波長 (nm)

c : 光の速度 2.998×10^8 (cm/sec)

h : プランク定数 6.625×10^{-34} (W·sec)

k : ボルツマン定数 1.380×10^{-23} (W·sec/K)

上記の法則はすべて放射率 1.00 の物体について導かれたものである。しかし、実際にはたいていの物体は完全放射体ではなく、物体の放射率は 1.00 より小さい。それゆえ、放射率を掛けて修正する必要がある。そこで、黒体でないたいていの物体の放射エネルギー W_s は(3)式のように表わせる。

$$W_s = \epsilon \int_0^{\infty} W(\lambda, T) d\lambda = \epsilon \sigma T^4 \quad \dots (3)$$

ϵ : 物体の放射率

(3)式は物体から放射され赤外センサへ入射している赤外放射エネルギーを扱っているが、赤外センサ自身からも同じ法則で赤外放射している。したがって、赤外センサ自身の温度を T_s とすれば、 σT_s^4 のエネルギーを赤外放射することになり、入射から放射を差引いたエネルギー W は(4)式となる。

$$W = \epsilon (\sigma T^4 + \sigma T_s^4 - \sigma T_0^4) \quad \dots (4)$$

T_0 : 物体の周囲温度

τ : 物体の反射率

固定物体の温度は零と見なせるので

$\tau = 1 - \epsilon$ が成り立つ。

このプランクの法則を図示したものが第 15 図である。放射エネルギーは物体の温度が高くなるにつれて増大していることがわかる。また、放射エネルギーは波長によって変り、その分布のピークは温度が高くなるにつれて波長側方にシフトしていくが、広い波長帯域に亘って放射していることもわかる。

物体から放出される全エネルギーは(1)式で与えられる $W(\lambda, T)$ を λ について $\lambda = 0$ から $\lambda = \infty$ まで積分してえられる。これがステファン・ボルツマン (Stefan - Boltzmann) の法則である。

$$W_s = \int_0^{\infty} W(\lambda, T) d\lambda = \sigma T^4 \quad \dots (2)$$

σ : 物体の全放射エネルギー (W/cd)

σ : ステファン・ボルツマン定数

$$5.673 \times 10^{-12} (W/cd \cdot deg^4)$$

(2)式から明らかのように、全放射エネルギー W_s は物体表面の絶対温度 T の 4 等に比例している。また、(2)式は物体から放射される赤外放射を全波長について積分して得られた式であることにも注意を要したい。

(4)式においては、赤外センサは理想的に作られており、赤外センサの放射率は 1.00 であるとした。

また、赤外センサは周囲温度 T_0 の環境の中に長い間放置してあり、赤外センサ温度 T_s は周囲温度 T_0 と等しいとすると、(4)式は(5)式のようになる。

$$W = \epsilon (\sigma T^4 + \sigma T_0^4 - \sigma T_0^4)$$

$$= \epsilon \sigma (T^4 - T_0^4) \quad \dots (5)$$

第 18 図は従来の放射凹凸の基本構成図であり、以下図面に基づいて構成を説明する。

放射凹凸部 7 は、光学系 2、検出部 3、焼結部 4、計算部 5、表示部 6 から構成されている。

光学系 2 は、固定物体 1 からの赤外放射を効率良く集光するための集光手段 2 と透過波長特性があるフィルタ 2 b から成っている。集光手段 2 a には内面を金メッキした円筒を用いている。また、フィルタ 2 b にはシリコンフィルタが用いられている。

検出部 3 は、赤外センサ 3 a と周囲センサ 3 b

から成っている。赤外センサ3aは上記光学系2により集光された赤外放射エネルギーなどの入射から赤外センサ3a自身からの放射を差引いた赤外放射エネルギーを電気信号すなわち赤外電圧 V_s に変換する。また、感温センサ3bは赤外センサ3a及びその近辺の温度 T_s を計測するため赤外センサ3aの近辺に配置され、感温電圧 V_t を出力している。そして、赤外センサ3aにはサーモバイル、感温センサ3bにはダイオードが用いられている。

増幅部4は、赤外センサ3aつまり、サーモバイルの出力である赤外電圧 V_s を増幅する増幅回路と、その増幅回路の出力電圧をデジタル化された赤外データ V_d に変換するA/D変換回路により構成される赤外増幅器4aと、感温センサ3bつまり、ダイオードの順方向電圧である感温電圧 V_t を増幅する増幅回路と、その増幅回路の出力電圧をデジタル化された感温データ T_t に変換するA/D変換回路により構成される感温増幅器4bから成っている。

れており、それがフィルタ2bにより反射して達するものや、さらにはフィルタ2bから赤外放射されて達する赤外放射エネルギーがある。

そして、前記赤外センサ3aからの赤外放射エネルギーは(3)式として表わせる。ただし、 $\epsilon = 1.00$ とする。つまり、赤外センサ3a自身の温度を計測することは、間接的に赤外センサ3aからの赤外放射エネルギーを測ることになる。そのために、感温センサ3bは赤外センサ3aの近辺に配置され、赤外センサ3aとその周辺温度 T_s を計測している。

そして、赤外センサ3aは入射する赤外放射エネルギーから放射する赤外放射エネルギーを差引いた赤外放射エネルギー W を電気信号に変換する。赤外センサ3aはサーモバイルを用いているので、この赤外放射エネルギー W に比例した赤外電圧 V_s が

出力される。

ここ、赤外センサ3aの出力電圧である赤外電圧 V_s は、単位面積あたりの赤外放射エネルギー W と赤外センサ3aの受光面積 S の積に感度 R を乗

して、増幅部4からの前記2つの信号 V_d 、 T_s は、演算部5によって温度データ T に変換され、表示装置6に表示される。ここで、演算部5は、測定物体Lの放射率 ϵ を設定する放射率入力手段5aと、(5)式に基づいた演算をする演算回路5cから構成されている。

以上の構成によって、非接触方式により測定物体Lの温度計測を行うことができるが、どのように動作しているかを説明する。

まず、測定物体Lは赤外放射しており、その波長スペクトル分布は第15図に示すように広い波長域に及んでいる。そして、その赤外放射は集光手段2aにより集光され、透過波長特性のあるフィルタ2bを通過して赤外センサ3aに達する。

その他にも赤外センサ3aに達する赤外放射エネルギーはある。ひとつには、測定物体Lの周囲にある物体から赤外放射されており、それが測定物体Lにより反射した後フィルタ2bを通過して達する赤外放射エネルギーである。他には、赤外センサ3aまたはその周辺にある物体から赤外放射さ

じたものである。また、赤外増幅器4aの出力電圧である赤外データ V_d は、赤外センサ3aの赤外電圧 V_s に赤外増幅器4aの増幅率 A を乗じたものである。

$$V_s = R \cdot W \cdot S$$

$$V_d = A \cdot V_s$$

上記の関係が成り立つことから、(5)式は(6)式として表わせる。

$$V_d = \epsilon \cdot \sigma \cdot S \cdot R \cdot A \cdot (T^4 - T_{s0}^4) \quad \dots (6)$$

V_d ：赤外増幅器4aの出力電圧

S ：赤外センサ3aの受光面積

R ：赤外センサの感度

A ：赤外増幅器4aの増幅率

一般には、 $K_1 = \epsilon \cdot S \cdot R \cdot A$ とおいて(6)式を整理し(7)式に基づいて測定物体Lの温度 T を演算する。

$$V_d = K_1 \cdot (T^4 - T_{s0}^4)$$

$$T = \sqrt{\frac{V_d}{K_1} + T_{s0}^4} \quad \dots (7)$$

しかるに従来の放射温度計に用いられている熱の赤外センサ自体は波長依存性がないが、感赤外センサが実装されているマン・パッケージの前面には窓材としてシリコンフィルタや石英フィルタなどの透過材料が配置されている。これは、物体からの赤外放射には第15図に示したように波長スペクトル分布があるために、主に放射している波長帯域だけを透過させ、外光の影響を少なくするためのものである。前記透過材料にはそれそれ特有の透過波長特性があり、固定物体の温度、透過材料の加工性、材料の価格などにより適当な透過材料が選ばれている。

この透過材料のひとつであるシリコンフィルタの透過率を図示したものが第16図である。第16図に示すシリコンフィルタは約1~18[μm]の波長帯域だけを透過していることがわかる。そして、その透過率は約54%である。

上記のごとく、フィルタ付赤外センサはセンサ自身は熱型であり波長依存性がないが窓材であるフィルタにより特定の波長帯域だけを透過させる

あり、例えば、工場での赤外センサ温度を固定したときの赤外センサ温度などである。これは空動の度合を表わし、1[deg]あたりの空動率は-0.3[%/deg]であった。

上記のような度合Rの空動が誤差となることは当然である。

上記の空動率はサーモペイルの固定条件によって左右されるものであり、精度や加工精度を高めることによって小さくすることが可能であるが、精度を考慮した市販のサーモペイルの場合には上記の値となる。

しかし通常の放射温度計は、高い温度の測定を目的としたものであり、その測定範囲は0~300°C程度、測定精度は±(2~3)°C程度であるため前記フィルタ特性や、赤外センサの温度空動等による誤差は無視出来るものとして対象を省略していた。

しかるに体温計としての固定条件を考えると、検温範囲としては33°C~43°C程度と狭くてもよいが、検温範囲としては±0.1°Cが要求される。

波長依存性をもつことになる。

したがって、フィルタ付赤外センサに入力する赤外放射エネルギーを全波長について積分して得られた(5)式は、特定の波長帯域だけを通過させるフィルタ付の赤外センサについては成り立たないことになり、この分だけ誤差が含まれる結果となる。

さらに従来の構成に於いては、赤外センサの感度Rは定数として取り扱ったが、実際の赤外センサの感度Rは赤外センサ温度T₀に依存して変動しており、この状態を第19図に示す。

すなわち第19図は赤外センサとして使用するサーモペイルの出力電圧V₀を黑体を用いて実測して感度Rを求めるとともに、前記赤外センサ温度T₀を変化させて各温度に於ける感度Rの変化をプロットしたものである。この結果前記感度Rの温度依存性は(8)式のごとく直線上に近似出来ることがわかった。

$$R = \alpha (1 + \beta (T_0 - T_0)) \quad \dots (8)$$

ここで、αはT₀ = T₀のときの感度となる感度Rである。T₀は赤外センサ温度の代表温度で

従って前記放射温度計を体温計として使用とする場合は前記フィルタ特性や赤外センサの感度空動等による誤差に対してなんらかの対策を施すことにより検温精度を高める必要がある。

この対策として前記特開昭61-117422号公報の放射体温計では次のような方式となっている。

すなわち赤外センサを備えたプローブユニットと、ターゲットを備えたチャッパーユニットと、充電ユニットの3ユニット構成となっている。

そして前記赤外センサとターゲットとを外耳孔のリファレンス温度(36.5°C)に予熱するための加熱制御手段を設け、この加熱制御手段を前記充電ユニットからの充電エネルギーによって駆動している。

そして体温測定の際はプローブユニットをチャッパーユニットにセットして前記加熱制御手段により、赤外センサを有するプローブとターゲットを予熱した状態にてキャリブレートを行い、しかる後にプローブユニットを取り外して外耳孔に挿入

して鼓膜からの放射赤外線を検出し、前記ターゲットからの放射赤外線と比較することにより体温測定を行っている。

次に上記方式により検温精度を高めている理由について説明する。

この方式は加熱制御手段によって赤外センサを有するプローブとターゲットとを通常の体温に近いリファレンス温度(36.5°C)迄予熱することによって各種の誤差要因を解消しているものである。

すなわちプローブを常温より高いリファレンス温度まで加熱することによって、周囲温度にかかわらず、赤外センサは一定温度に保つことによって赤外センサの感度変動はなくなり、その誤差は無視できる。また、測定すべき体温とターゲットのリファレンス温度とを近接した値としてキャリブレートを行った後、比較測定を行うことにより前記フィルタ特性による誤差等を無視出来るレベルとしている。

さらにプローブを体温に近い温度に予熱してい

に小型化された放射体温計をローコストにて提供することにある。

〔課題を解決するための手段〕

上記目的を達成するための本発明の要旨は下記の通りである。

第1にフィルタの波長特性を補正するためにステファン・ボルツマンの法則による温度-放射エネルギー特性カーブに近似した温度の高次式で表わされる温度-放射エネルギー特性カーブの対称軸温度を移動させるための対称軸温度補正値を出力するフィルタ補正手段を設けたことであり、第2に赤外センサの感度の温度特性を補正するための感度補正演算手段を設けたことであり、第3に光学系からの赤外放射エネルギーが微少であることを検出して測定許可マークを点灯するようにしたことである。

〔実施例〕

以下本発明の実施例を図面に再づいて説明する。
(第1実施例)

第11図は本発明による放射体温計の第1実施

るため、従来の冷たいプローブを外耳孔に挿入した場合、前記プローブによって外耳孔および鼓膜の温度が低下して正しい体温測定が行われないという問題も解決している。

〔発明が解決しようとする課題〕

しかし、前記特開昭61-117422号公報の放射体温計は検温精度の点に於いて極めて優れているが、反面、コントロール精度の高い加熱制御装置を必要とするため、その構造及び回路構成が複雑になってコストアップになるという問題がある。又、プローブとターゲットを予熱し、一定温度に制御するには長い安定時間を必要としていた。さらに加熱制御装置を駆動するエネルギーが比較的大電力であるため形状が大で、かつ電源コードを有する充電ユニットを必要とする結果となり、従って小型電池をエネルギー源とする携帯形体温計には、本方式を採用することは不可能といえる。

本発明の目的は上記問題点を解決することにより、体温計としての検温精度を維持し、携帯可能

例を示す基本構成ブロック図であり、本実施例に於いては、製造条件の良いサーモバイルを使用することにより、感度Rの変動を無視出来るものとし、フィルター特性の補正を行った実施例である。第11図に於いて第18図と同番号は同一構成を示すものであり、説明を省略する。第18図と異なる点は測定物体Lとして耳の鼓膜の温度を測定することと演算部5であり以下に説明する。

放射体温計70に於ける演算部5は、測定物体Lの放射率 ϵ を設定する放射率入力手段5aと、フィルタ2bの透過波長特性の情報を設定するフィルタ補正手段5bと、体温演算回路5cから構成されている。

従って本発明に於ける演算部5は放射率入力手段5aからの放射率設定値と、フィルタ補正手段5bからのフィルタ補正値とともにとづいて測定体温 T_b の算出を行うものである。

まず、本発明によるフィルタ付赤外センサの波長依存性を考慮した温度算出式について説明する。

赤外センサ3aは入射から放射を差引いた赤外

放射エネルギーWを赤外電圧V₀に変換していることは前述したが、そのエネルギーWは(9)式のようになる。

$$W = \int_0^{\infty} \eta(\lambda) \cdot W(\lambda, T) d\lambda \\ + \int_0^{\infty} (1-\eta(\lambda)) \cdot W(\lambda, T_0) d\lambda \\ + \int_0^{\infty} (1-\eta(\lambda)) \cdot W(\lambda, T_0) d\lambda \\ - \int_0^{\infty} W(\lambda, T_0) d\lambda \quad \cdots(9)$$

η(λ)：フィルタの透過率

(9)式の第1項は、放射率の固定物体から赤外放射され、フィルタを通過して透過するエネルギーである。第2項は温度T₀の固定物体から赤外放射され、固定物体Lにより反射し、フィルタ2bを通過して透過するエネルギーである。第3項は温度T₀の赤外センサ3またはその周辺にある物体より赤外放射され、フィルタ2bに反射して透過するエネルギー、若しくは温度T₀のフィルタ2bから赤外放射して透過するエネルギーである。ここで、「透過材料については、透過率と反射率と放射率の和が1に等しい。」という因縁があり、この第3項はフィルタ2bによる反射、若しくは放射を

る。

$$F(T) = \int_0^{\infty} \eta(\lambda) \cdot W(\lambda, T) d\lambda \quad \cdots(10)$$

ここで、絶対温度Tの温度範囲をT_{min}からT_{max}の区間であるとして、その区間の任意の絶対温度T₁、T₂、T₃…T_nについて(10)式を計算し、計算結果をまとめたものが表1である。

表 1	
T	F(T)
T ₁	F(T ₁)
T ₂	F(T ₂)
T ₃	F(T ₃)
⋮	⋮
T _n	F(T _n)

そこで、表1に示した絶対温度Tとフィルタを通過した赤外放射エネルギーF(T)の因縁がステファン・ボルツマンの法則とどのように係っているのかを検討した。その検討結果を示すグラフが図17である。図17に図について説明する。

グラフの横軸は絶対温度、単位は[K]であり、

対応した項である。また、この反射は、赤外センサ3からの赤外放射をフィルタ2bによって反射していることにも注意をしておきたい。反射に、第4項は温度T₀の赤外センサ3の自身から赤外放射しているエネルギーであり、負号はマイナスとなっている。

そして、(9)式は(10)式と書き換えができる。

$$W = \left[\int_0^{\infty} \eta(\lambda) \cdot W(\lambda, T) d\lambda \right. \\ \left. - \int_0^{\infty} \eta(\lambda) \cdot W(\lambda, T_0) d\lambda \right] \quad \cdots(10)$$

すなわち、フィルタ2bを有する赤外センサ3の入射から放射を差引いた赤外放射エネルギーWは、(5)式のごとく「絶対温度の4乗の逆に比例している。」ではなく、(10)式のごとくフィルタ2bの透過吸収特性を考慮した式でなければならないことがわかった。つまり、(2)式で示したステファン・ボルツマンの法則に導く所たな式が必要となる。

そこで、絶対温度Tの物体から赤外放射され、透過率η(λ)のフィルタを通過する赤外放射エネルギーをF(T)とすると、(10)式のごとく表わせ

量は放射エネルギー、単位は[W/cm²]である。図17のカーブAはステファン・ボルツマンの法則を示す(2)式の特性曲線であり、カーブBはフィルタ特性を考慮した本発明の特性曲線である。

前記カーブBは表1に示す絶対温度T₁～T_nに沿る各点をプロットしてカーブB'を作成し、このカーブB'に前記カーブAを変形及び移動させて重ね合せたものであり、この変形及び移動の因縁はカーブAの4次項の係数aと相應方向への移動量bと移動方向への移動量cとを固定することによって重ね合わせることが可能となった。

この結果より前記(10)式を前記3項類の設定値a、b、cを用いて(12)式に近似した。

$$F(T) = a \cdot (T-b)^c + c \quad \cdots(12)$$

そして、この表1に示した値から(12)式に示すa、b、cを最小二乗法などの手法により最適な値を求め、この値を(10)式に代入すると近似式となる。

ここで、a、b、cについてステファン・ボルツマンの法則である(2)式と対比させながら説明する。

α は絶対温度 T の4次項の係数であり、カーブAのステファン・ボルツマン定数 α に相当するものであり、単位は $[W/cm \cdot deg^4]$ 、 b は対称熱電度を示しており、カーブAでは、絶対温度 T_0 $[K]$ であるが、カーブBでは絶対温度 b $[K]$ を対称熱度としている。

c は、最小値を示しており、カーブAでは、 $0 [W/cm^2]$ であるが、カーブBでは、 $C [W/cm^2]$ をオフセットとしている。

そして前記近似式03式を用いて04式を書き換えると、03式となる。

$$\begin{aligned} W &= \alpha \cdot (T - b)^4 + c \\ &= \alpha \cdot (T_0 - b)^4 + c \\ &= \alpha \cdot a \cdot [(T - b)^4 - (T_0 - b)^4] \quad \dots 03 \end{aligned}$$

上記03式からわかるように前記最小値 c は、キャンセルされる。

ここで、被覆から放射された赤外線による赤外データ V は赤外センサ S の受光面積 S 、感度 R 、赤外検出器 A の検出率 A より

$$K_1 = R S R A \quad \text{とおくと、03式は04式となり、}$$

示したが、計算を単純化させるために、「シリコンフィルタの透過波長帯域は $1 \sim 1.8 [\mu m]$ であり、その透過率は $54 [\%]$ である。」とした。

$$\begin{aligned} f(T) &= \int_0^\infty \eta(\lambda) \cdot W(\lambda, T) d\lambda \\ &= \int_{1 \times 10^{-4}}^{1.0 \times 10^{-3}} 0.54 \cdot W(\lambda, T) d\lambda \quad \dots 05 \end{aligned}$$

$W(\lambda, T)$ には(1)式を代入して計算する。

また、固定取扱および固定物体の固定温度範囲を $0 [C]$ から $50 [C]$ の区間内としたため、 T_{min} を $273 [K]$ 、 T_{max} を $323 [K]$ とした。表2に04式の計算結果を示す。

表2に示したデータから、02式に近似したときの a 、 b 、 c を最小二乗法によって求める。

$$a = 4.104 \times 10^{-11} [W/cm \cdot deg^4]$$

$$b = 45.96 [K]$$

$$c = -6.144 \times 10^{-6} [W/cm^2]$$

つまり、ここで求めた4次項の係数 a 及び対称熱電度 b はシリコンフィルタの透過波長特性を示す値であり、この4次項の係数 a 及び対称熱電度

04式に基づいて05式にて被覆による体積 T_b を計算する。

$$V_d = \alpha K_1 \cdot [(T_b - b)^4 - (T_0 - b)^4] \quad \dots 04$$

$$T_b = \sqrt{\frac{V_d}{\alpha K_1} + (T_0 - b)^4 + b} \quad \dots 05$$

つまり、透過波長特性のあるフィルタが光学系部材に用いられている場合には、「赤外放射エネルギーは絶対温度 T の4乗に比例している。」という法則を用いて計算するのではなく、「赤外放射エネルギーは(絶対温度 T - 対称熱電度 b)の4乗に比例している。」という04式に基づいて計算する必要がある。

この結果より、第11図に示すフィルタ補正手段5bからは対称熱電度 b が output されており、計算回路5cでは04式に基づいて固定物体としなおち被覆による体積 T_b を計算する。

次にフィルタ2bとして実際に使用したシリコンフィルタを対応した近似式について説明する。

シリコンフィルタの透過波長特性を第16図に

b の値はフィルタ補正手段5bより出力されている。そして、このフィルタ補正手段5bは計算部5の計算プログラムメモリの一部であり、そこに4次項の係数 a 及び対称熱度 b は書き込まれている。

表 2

T [K]	f(T) $\times 10^{-3} [W/cm^2]$	T [K]	f(T) $\times 10^{-3} [W/cm^2]$
273	10.290	299	16.208
275	10.679	301	16.746
277	11.078	303	17.298
279	11.487	305	17.862
281	11.908	307	18.439
283	12.339	309	19.030
285	12.782	311	19.634
287	13.236	313	20.252
289	13.701	315	20.884
291	14.178	317	21.530
293	14.667	319	22.191
295	15.169	321	22.865
297	15.682	323	23.555

すなわち、シリコンフィルタを赤外センサの固定用の窓材として用いられている場合には、固定物体の温度 T を計算する際には、(9)式により計算するのではなく、(10)式により計算することによって、高精度な温度計算をするのである。

以上の説明で明らかのように、本実施例によれば赤外センサの窓材として過渡放長特性のある過渡材料が用いられていても、固定物体を高精度に温度計算することができる。

また、赤外センサの窓材である過渡材料の材質変更の場合にもプログラムメモリの一郎であるフィルタ校正手段 5 b の値を書き換えることによって高精度に温度計算することができる。

尚本実施例においてはステファン・ガルツマンの法則に従る折たな式として(9)式のごとく4次項の近似式を採用したが、図17図に示すごとく体温計では測定範囲として $T_{\min} \sim T_{\max}$ のごとくカーブの一郎しか使用しないので、必ずしも4次項の近似である必要はなく、適当な高次式で近似しても十分体温計としての機能が得られるもので

前記放射体温計 1 の操作方法は、電源スイッチ 13 を ON にした状態において送信するチャク動作を行い、しかる後プローブ 16 を被検者の外耳孔に挿入しながら前記メジャーボタン 14、15 のいずれか一方又は両方を ON にするだけで瞬時に体温測定が終了し、その結果は表示装置 6 に体温として表示される。

第4図は前記ヘッド部 11 の断面図であり、ケース体 17、18 は、伝導性の極めて低い樹脂成形体で構成されている。そしてケース体 17 のプローブ 16 を形成する部分は円筒状の筒部 17 a となっており該筒部 17 a には、アルミニウム等の軽量で熱伝導性のよい金属よりなる金属ハウジング 19 が嵌合されている。この金属ハウジング 19 には円筒部 17 a と該円筒部 17 a に通過した中空部 19 b 及び感温電子組成用の凹部 19 c を凹えた芯部 19 d とが設けられ、さらに前記円筒部 17 a の先端にはフィルタ換算用の段部 19 e が設けられている。そして前記円筒部 17 a には耳当 (Bil) パイプの内側に金 (Au)

あり、例えば2次項の近似式として(10)式も採用することができる。

$$Vd = eK_1 \left[(Tb - b')^2 - (T_0 - b')^2 \right] \quad \dots (10)$$

(図2実施例)

次に図2実施例として、且度性を考慮した市販のサーモペイルを使用して実際に製造した放射体温計の具体的構成を説明する。

第2図及び図3図は本実施例に於ける放射体温計の前面図及び側面図である。1は放射体温計であり、本体部 10 とヘッド部 11 とにより構成され、前記本体部 10 の前面には体温を表示するための前記表示装置 6、正面には押ボタン前記のチャックメタン 12、側面にはスライド前記の電源スイッチ 13 と押ボタン前記のメジャーボタン 14、15 が設けられている。

又前記ヘッド部 11 は本体部 10 の前面からくの字状に突出して設けられており、該ヘッド部 11 の先端はプローブ 16 となっており、該プローブ 16 は前記第11図に示す光学系 2 と校正部 3 とにより構成されている。

メカニカルした導光管 20 が嵌合されるとともに先端の段部 19 e には赤外線の反射透過と、防歎機能を有する吸音キャップ 21 が固定されている。さらに前記芯部 19 d の中空部 19 b には前記赤外センサ 3 としてのサーモペイルが、又凹部 19 c には前記感温センサ 3 が各々封止樹脂 22、23 によって固定されている。

そして赤外センサ 3 と感温センサ 3 は各々リード線 24、25 によって回路基板 26 の配線パターンに接続され送信する回路回路に接続されている。

上記構成によれば、赤外センサ 3 と導光管 20 と吸音キャップ 21 とが熱伝導性のよい金属ハウジング 19 によって結合されているため常に熱バランスが得られ、その共通化された温度は感温センサ 3 によって校正されるようになっている。

又 28 は前記プローブ 16 に沿脱自由に接続された校正カバーであり、伝導性の悪い樹脂によって構成され、先端部 28 a は赤外線を通過させ

る材質となっている。

第5図は、前記プローブ16の先端部の拡大断面図であり、検温カバー28の先端部28aがプローブ16の先端を被うことによりプローブ16が外耳孔の内壁に接触することを防止している。

第6図は前記放射体温計1を収納ケース30に接着した状態を示す側面図であり、収納ケース30には本体部10を収容するための収容部30aとプローブ16を収納するための収納部30bが設けられており、該収納部30bの底面30cの前記プローブ16の先端に対応する位置には反射板31が接着されている。

さらに収納ケース30には前記チェックボタン12の対応する位置にボタン応圧部30dが設けられている。前記収納ケース30は放射体温計1の動作チェックを行うためのものであり、前記電源スイッチ13をONにした状態にて放射体温計1を第6図に示すごとく収納ケース30にセットすると、前記プローブ16の先端が反射板31にセットされるとともにボタン応圧部30dによっ

て赤外センサ3aの出力する赤外電圧V_aを増幅する赤外増幅回路51、感温センサ3bの出力する感温電圧V_bを増幅する感温増幅回路52、赤外増幅回路51の出力電圧V_aのピーク値をホールドするためのピークホールド回路53、前記赤外増幅回路51の出力電圧V_aとピークホールド回路53の出力電圧V_aとを各々入力端子I_a及びI_bに入力し、制御端子Cの条件に従って出力端子Oから選択出力する切換回路54、該切換回路54から出力された赤外電圧V_a又はV_aをデジタル化された赤外データV_dに変換するA/D変換回路55と、前記感温増幅回路52の出力電圧V_bをデジタル化された感温データT_bに変換するA/D変換回路55とを有し、前記検出部5から入力される赤外電圧V_a及び感温電圧V_bをデジタル化された赤外データV_dと感温データT_bに変換して出力する。

演算部60は第11図の演算部5に対応するものであるが、前記放射率入力手段5a、フィルタ補正手段5b、演算回路5cに対応する体温演算

てチェックボタン12がONとなる。この状態は後述する機能チェック状態であり、前記表示装置6の表示状態によって体温測定が可能か否かを知ることが出来る。

第7図は、前記放射体温計1により体温測定を行っている状態を示す耳部の断面図であり、40は耳介、41は外耳孔、42は鼓膜であり、外耳孔41の内壁には多数のうぶ毛43が生えている。又外耳孔41の内壁には耳垢44が溜まっていることがある。

図示のごとく放射体温計1のプローブ16を外耳孔41に挿入し、先端部を鼓膜42に向けてメジャーボタン14、15を押すことによって瞬時に体温測定を行うことが出来る。

第1図は第2図に示す放射体温計1のブロック図であり前記第11図と同一部材には同一番号を付し、説明を省略する。

前記第11図と異なる部分について説明すると50は検出信号処理部であり第11図に示す増幅部4に対応し、具体的な構成を示す。すなわち、前

回路61、該体温演算回路61によって算出された体温データT_bを入力して表示装置6の体温表示部6aに体温表示を行う表示駆動回路62と前記検出信号処理部50から出力された赤外データV_dを入力し、その赤外データV_dが零であることを検出した場合に検出信号S₀を出力して前記表示装置6の測定許可マーク6bを点灯させるための零検出回路63と、前記検出信号処理部50から出力された感温データT_bを入力し、前記第19図に示した(8)式に従って感度Rを算出して出力するための感度補正演算回路64と、前記(6)式に示した赤外センサ3aの受光面積Sと赤外増幅回路51の増幅率Aとに基づいて外部より入力設定された値を感度データDとして出力する感度データ入力手段65とを有する。

90はスイッチ回路であり、第2図に示すメジャーボタン14、15によって操作されるメジャースイッチSW_mとチェックボタン12によって操作されるチェックスイッチSW_cとが接続されており、メジャーボタン14又は15が押される

とメジャー・スイッチ SWm が ON となり M 細子よりメジャー・信号 Sm が出力される。

又第 6 図に示すごとく放射体回路 1 を収納ケース 30 にセットすると前記テックボタン 12 が押されてテックスイッチ SWc が ON となり C 細子よりテック信号 Sc が出力される。

そして前記スイッチ回路 90 の M 細子より出力されたメジャー・信号 Sm は前記体回路回路 61 及び感度補正演算回路 64 の各エニーブル細子 E に供給されることによって両回路を演算モードに設定すると同時に前記容積出回路 63 をリセットする。

又スイッチ回路 90 の C 細子より出力されたテック信号 Sc は前記容積出回路 63 のエニーブル細子 E、切換回路 54 の前記細子 C、ピークホールド回路 53 のリセット細子 R に供給されている。

次に上記構成を有す放射体回路 1 の動作を説明する。

まず第 2 図に示す放射体回路 1 の電源スイッチ

この結果第 1 図のスイッチ回路 90 はテックスイッチ SWc が ON になるとによって C 細子からテック信号 Sc を出力し、ピークホールド回路 53、切換回路 54、容積出回路 63 に供給する。このテック信号 Sc が供給されることによって検出信号処理部 50 はピークホールド回路 53 がリセットされると同時に切換回路 54 は入力細子 I に供給される電圧 Vd を出力細子 O に返却出力する状態に切換わり、前記 A/D 変換回路 55 は赤外電圧 Vs をデジタル変換して赤外データ Vd を出力する。

又演算部 60 は前記体回路回路 61、感度補正演算回路 64 が非演算モードに設定され、容積出回路 63 のみ動作状態となっている。以上が機能チェックモードに於ける各部の状態であり、この機能チェックモードに於ける放射体回路 1 の動作は反射板 31 によって反射された赤外線を赤外センサ 30、赤外増巾回路 51 切換回路 54、A/D 変換回路 55 によって変換した赤外データ Vd を容積出回路 63 によって判定し、この赤外

13 を ON にした初期状態に於いては、テックスイッチ SWc とメジャー・スイッチ SWm はいずれも OFF となっているため、スイッチ回路 70 からのテック信号 Sc とメジャー・信号 Sm はいずれも出力されていない。

この結果前記演算部 60 は体回路回路 61 と感度補正演算回路 64 が非演算モードに設定され、容積出回路 63 も非動作モードに設定されている。

又検出信号処理回路 50 の切換回路 54 は I. 細子に入力された電圧 Vs と出力細子 O に返却出力しており、ピークホールド回路 53 はリセットが解除されて動作状態となっている。以上が初期状態であり、次に機能チェックモードについて説明する。

前記第 6 図に示すごとく放射体回路 1 を収納ケース 30 にセットすると、前記テックボタン 12 が収納ケース 30 の押圧部 30d に押しつけられることによって第 1 図のテックスイッチ SWc が ON になるとともにプローブ 16 の先端が反射板 31 の位置にセットされる。

データ Vd が零であれば容積出回路 63 は出力細子 O に検出信号 S と出力し、前記表示装置 6 の判定許可マーク 6b を点灯させる。

ここで上記機能チェックモードの内容について説明する。

前記第 4 図に於いて赤外センサ 30、導光管 20、硬質キャップ 21 は伝導性のよい金属ハクシング 19 によって結合されることによって熱バランスが得られていることは前述の通りであり、前記機能チェックは、この熱バランスが良くとれていることを確認するためのモードである。

すなわち温度 T の導光管 20 や硬質キャップ 21 から放射された赤外放射エネルギーは反射板 31 に反射されて赤外センサ 30 に入射する。又温度 T。の赤外センサ 30 からも赤外放射エネルギーが放射されているが、この入射から放射を差引いた差のエネルギー W は前記(5)式に示すごとく

$$W = \epsilon \cdot (T^4 - T_0^4)$$

であり、T = T₀ であればエネルギー W は存在せず、第 1 図に示す各電圧 Vs、Vd 及び赤外データ

V_d はいずれも零となって零検出回路 63 からは検出信号 S_d が output される。

すなわち前記光学系 2 の部分にはノイズとなる熱源が存在せず、体温測定が可能であることを測定許可マーク 66 の点灯によって確認している。

尚零検出回路 63 は赤外データ V_d の値をデジタル値として判定するものであり、その判定値としては厳密に零とする必要はなく、予め定められた判定値より小さければ、無視出来るものとして、検出信号 S_d を output する。

しかし前記(5)式に於いて $T \neq T_c$ である場合、すなわち赤外センサー 3 と導光管 20 及び硬質チューブ 21 の間に温度差がある場合には差のエネルギー W が存在するため赤外データ V_d の値が零検出回路 63 の判定レベルより大きくなる。この結果検出信号 S_d は出力されず測定許可マーク 66 は点灯されない。

実際の放射体温計 1 の使用時に於いて前述のごとく $T \neq T_c$ の状態が発生するのは次の様な場合である。すなわち放射体温計 1 の使用環境温度を

この結果ピークホールド回路 53 のリセットが解除されると同時に切換回路 54 は入力端子 I₁ の選択状態に復帰し、又零検出回路 63 も非動作状態に復帰する。

この結果検出信号処理部 50 は赤外増巾回路 51 より出力される赤外電圧 V_s の中からピークホールド回路 53 にてホールドされたピーク電圧 V_{sp} を切換回路 54 を介して A/D 変換回路 55 に供給し、このピーク電圧 V_{sp} をデジタル化した赤外データ V_d を出力する。

又演算部 60 の零検出回路 63 は非動作状態に復帰するが前記検出信号 S_d は零検出回路 63 の内に設けられた記憶回路によって保持されるため前記表示装置 6 の測定許可マーク 66 は点灯状態を持続する。

そして前記零検出回路 63 の検出信号 S_d は、リセット端子 R にジャー信号が供給されることによって記憶回路がリセットされる迄持続する。

以上が測定待機状態であり、この状態から第 7 図に示すごとく放射体温計 1 のブローブ 16 を外

急変させた場合であり、この場合には各エレメント間の熱容量や、応答性の速いによって $T \neq T_c$ となり、その差のエネルギー W にもとづく赤外データ V_d の値だけ測定誤差が生ずるため測定不可としている。

この状態になった場合には、一定の環境温度においてしばらく放置しておくと金属ハウジング 19 を介して熱伝導が行われることにより、やがて熱バランス状態に安定し、測定許可状態となるが、この安定時間には数十分を要する場合がある。

以上が機能チェックモードであり、次に体温測定モードについて説明する。

前記機能チェックモードに於いて測定許可マーク 66 の点灯を確認した後に放射体温計 1 を収納ケース 30 から取外す。

放射体温計 1 を収納ケース 30 から取外すと前記チェックボタン 12 の押圧が解除されることによってチェックスイッチ S_{Wc} が OFF となり、スイッチ回路 90 の C 端子から出力されていたチェック信号 S_c が無くなる。

耳孔 41 に挿入した後、ジャーボタン 14、15 を押すことによって体温測定が行われる。

すなわち、ジャーボタン 14、15 が押されることによって第 1 図のジャー・スイッチ S_{Wm} が ON になり、スイッチ回路 90 の M 端子よりジャー信号 S_m が output される。

この結果演算部 60 は体温演算回路 61 と感度補正演算回路 64 が演算モードに設定される。同時に零検出回路 63 がリセットされ、前記表示装置 6 の測定許可マーク 66 が消灯される。

そして外耳孔 41 に挿入されたブローブ 16 (第 1 図では光学系 2 と検出部 3) に入射する波長 42 からの赤外放射エネルギーは検出部 3 の赤外センサー 3 によって赤外電圧 V_s に変換され、さらに赤外増巾回路 51 で電圧 V_s に増巾された後、ピークホールド回路 53 にてピーク電圧 V_{sp} がホールドされる。

さらにピーク電圧 V_{sp} は A/D 変換回路 55 にて赤外データ V_d に変換されて演算部 60 に供給される。

又第4図の金属ハウジング19に埋設された感温センサ3bは赤外センサ3aの温度を検出して感温電圧Vtを変換した後A/D変換回路56にて感温データTtをIC変換し、前記演算部60に供給する。

前記赤外データVdと感温データTtが供給されることにより前記演算部60は、まず感度補正演算回路64が供給された感温データTtと第19図に基づく(8)式によって感度Rの値を算出する。なお、変動率βはβ=-0.003としている。

次に体温演算回路61が、感度補正演算回路64によって算出された感度Rと感度データ入力手段65からの感度データDと、フィルタ補正手段5bからの4次項の係数αとを入力してこの系の感度係数KtをKt=αRDによって演算する。

次に算出した感度係数Ktと放射率入力手段5aからの放射率αを、フィルタ補正手段5bからの対称軸温度bとを入力して(4)式の演算を行う。

$$Vd = \alpha Kt \left[(Tb - b)^4 - (T0 - b)^4 \right] \quad \dots (4)$$

さらに(4)式を整理することにより(5)式に示す体

又メジャーボタン14、15が押されるとYESとなりメジャー信号Smによって零検出回路63がリセットされる(ステップ④)とともに感度補正演算回路64が感温データTtを読み込み(ステップ⑤)感度Rの演算を行う。(ステップ⑥)

又体温演算回路61は、放射率α、係数α、感度R、感度データDを読み込み、(ステップ⑦)α、R、Dを用いて感度係数Ktを演算する。(ステップ⑧)

さらに体温演算回路61は、対称軸温度bとピークホールドされた赤外データVdを読み込み(ステップ⑨)体温データTb1を演算する。(ステップ⑩)

そして表示駆動回路62が前記体温データTb1を入力して表示装置6に体温表示を行う(ステップ⑪)ことにより体温測定動作が終了する。

次に第9図により第1図に示すピークホールド回路53の役割について説明する。

感温データTb1を算出する。なお、外耳孔は同一温度で取り囲まれており、その空洞が黒体とみなせることから放射率αは、α=1としている。

$$Tb1 = \sqrt{\frac{Vd}{Kt}} + (T0 - b)^4 + b \quad \dots (8)$$

(b=45.95[K])

そして前記体温データTb1は表示駆動回路62を介して表示装置6の数字表示部61に表示される。

以上が1回の体温測定動作であり、この一連の動作を第8図のフローチャートにより説明する。

まず外耳孔41にプローブ16を挿入する(ステップ①)と鼓膜42からの放射赤外エネルギーは赤外電圧Vsとなり、そのピーク電圧Vs0がピークホールド回路53にホールドされる。(ステップ②)次にメジャー信号Smの有無が判定される(ステップ③)が、前記メジャーボタン14、15が押されていない場合はNOとなり、ステップ②のピーク値ホールド動作のみが行われる。

第9図は本発明に於ける放射体温計1の温度測定カーブであり、前記第14図に示した従来の電子体温計の温度測定カーブに対比されるものである。

横軸を検温時間、縦軸を測定温度、測定部位は外耳孔41であり、外耳孔41の温度カーブHsと放射体温計1の測定温度カーブMsは一致している。

前述のごとく第7図に示す耳の外耳孔41内には毫毛43や耳垢44が存在しているが、前記毫毛43や耳垢44の検温開始前の状態は鼓膜42と同様に極めて体温に近い温度に温められており、この状態が第9図のt1の時点である。

すなわち外耳孔41内にプローブ16を挿入した瞬間がt1時点であり、この瞬間は外耳孔41内がほぼ体温Tb1の状態にあるので赤外センサ3aには体温レベルの赤外放射エネルギーが入射され第1図のピークホールド回路53にピーク電圧Vs0として記憶される。

しかしプローブ16が挿入された直後には外耳

孔41内の温度はプローブ16によって冷やされることにより温度カーブH₀のごとく急激に低下する。この低下に伴って赤外センサー3の検出する赤外電圧V₀も温度測定カーブM₀のレベルに低下してしまい、前記ピーク電圧V_{0D}を超えることが出来なくなるため前記ピークホールド回路53には、時点に於けるピーク電圧V_{0D}が記憶される。

そして低下した温度カーブH₀が元の体温レベルT_{b1}に復帰するには約10分程度の時間を必要とするものであるが、その理由を第7図により説明する。

すなわち外耳孔41にプローブ16が挿入されたことによって鼓膜42、歯毛43、耳垢44等の温度はすべて低下するが、前記各部のうち鼓膜42は身体からの熱伝導によって比較的速やかに体温T_{b1}のレベルに復帰することが出来る。

しかし身体との密着度の低い歯毛43や耳垢44は身体からの熱伝導が小さいため体温T_{b1}のレベルに復帰するのに10分程度の時間を要す

充電された電圧を放電させるためのスイッチトランジスタ84とにより構成され、赤外電圧V₀を入力して、そのピーク値をピーク電圧V_{0D}として出力するとともに、リセット端子Rに供給されるチェック信号S₀によってスイッチトランジスタ84がONすることによりコンデンサ83の充電電圧を放電する。

(第3実施例)

第12図は本発明の第3実施例に於けるヘッド部110の断面図であり、前記第4図と同一部材には同一番号を付し説明を省略する。

第12図に於いて第4図と異なる部分は金属ハウジング19の円筒部19aに貫通孔19fを設けることによって導光管20を露出させ、この導光管20の露出部に感温センサー5を固定させたことにある。

この感温センサー5は前記感温センサー5bと同じものであり、その固定方法もモールド樹脂を用いている。

すなわち、第3実施例と前記第2実施例との述

る結果となる。

従って外耳孔41の内部温度が体温T_{b1}のレベルにあるのはプローブ16が挿入された時点の1、時点だけである。この短時間の赤外放射エネルギーでは前記放射体温計1の一連の演算処理を行うことが出来ないため、第9図に点線で示すとく一瞬のピーク電圧V_{0D}をピークホールド回路53にアノログデータとして記憶し、この記憶されたピーク電圧V_{0D}を用いてA/D変換及び一連の演算処理を行うことにより体温測定を行うことが出来る。

すなわち本発明のような予熱装置を持たない放射体温計に於いてはピークホールド回路53は不可欠であり、このピークホールド回路53を用いることによって1、時点の体温T_{b1}を極めて短時間に測定することが可能となる。

第10図は前記ピークホールド回路53の具体的構成図であり、入力バッファ-80、出力バッファ-81、逆流防止用のダイオード82、信号充電用のコンデンサ83、前記コンデンサ83に

いは、プローブ16に於ける熱バランスの補正方式にある。前記第2実施例が熱バランスを機能チェックモードにて確認して測定を許可する方式を採用することにより熱バランスが取れていない間は測定を不許可にしているのに対し、この第3実施例は、2個の感温センサー5b、5cを設けることによって赤外センサー3と導光管20との温度差を検出し、この温度差が異常に大きい場合には測定を不許可とするが、前記温度差が予め定められた設定値より小さければ、熱バランスが取れていても体温測定を許可し、その測定値に前記温度差の補正を加えた演算を行って体温データを演算することにより、放射体温計の測定可能条件を広くしている。

以下その回路構成及び動作を第13図により説明するが第1図と同一部材には同一番号を付し、説明を省略する。

前記検出部3には第12図に示すとく導光管20の温度T_{b2}を測定するための感温センサー5が設けられている。前記検出信号処理部50は、

切換回路54がなくなつてピークホールド回路53の出力電圧V_{3p}が直接A/D変換回路55に供給されており、又感温増巾回路57とA/D変換回路58とが新たに設けられて感温データT_Dを出力している。

又演算部60は第1図に示す放射率入力手段50には導光管20の放射率ε_Dが設定されており零検出回路63の代りに温度差検出回路67が設けられている。該温度差検出回路67は第12図に示した2個の感温センサ3b, 3cによって検出された赤外センサ3aの温度データT_aと、導光管20の温度データT_Dを入力し、予め定められた測定限界温度差T_dに対して温度差判定を行う。

そして、|T_a - T_D| < T_dの場合、すなわち温度差が限界温度差より小さい場合には検出信号S_aを出力して表示装置6の測定許可マーク6bを点灯させる。そしてこの温度差判定動作は第3図に示す電源スイッチ13がONになっている間は常に行われており、第2実施例のようなチ

定を行う場合は、測定許可マーク6bの点灯を確認した後、チェックボタン12を操作してピークホールド回路53をリセットしてから行う必要がある。

上記のごとく本実施例によれば、プローブ16の各部が完全に熱バランスする迄待たなくとも体温測定を行うことが出来るため、繰返し測定のインターバルを短縮することが出来る。又、赤外放射による機能チェックを必要としないため切換回路や収納ケースを必要とせず、構成の簡素化も可能となる。

尚本実施例に於いては最適実施例として第2の感温センサ3cを導光管20に密着させた構成を示したが、これに限定されるものではない。すなわち第2の感温センサ3cの目的は前記感温センサ3bの埋設部分よりも周囲温度に対して敏感に応答する導光管20の表面温度を検出することであり、前記導光管20の表面と周囲温度が略一致していることを考慮すると感温センサ3cを、測定用のICチップを実装した回路基板上に実装し

チェックボタン12の操作を必要としていない。

上記測定許可マーク6bが点灯すると体温測定モードに入ることは第2実施例と同様であるが、異なるところは、体温演算回路61には第1図にて説明した各データの他に導光管20の感温データT_Dが入力されており、本実施例に於ける体温演算回路61は19によって体温データT_{b2}を算出する。

$$T_{b2} = \sqrt{\frac{V_d}{K_4} - \frac{\epsilon_p}{1-\epsilon_p} (T_D - b)^4 + \frac{\epsilon_p}{1-\epsilon_p} (T_a - b)^4 + b}$$

…09

(b=45.95 [K] ε_p=0.05)

この体温データT_{b2}は前記温度差を演算によって補正したものであり、前記表示駆動回路62を介して表示装置6の体温表示部6aに表示される。

さらに本実施例のスイッチ回路90から出力されるチェック信号S_cはピークホールド回路53のリセットのみを行っている。従って体温の再測

定を行う場合は、測定許可マーク6bの点灯を確認した後、チェックボタン12を操作してピークホールド回路53をリセットしてから行う必要がある。

【発明の効果】

上記のごとく本発明によれば、体温演算回路に於いて、フィルタ補正値と感度補正値とを供給して体温データの演算を行うことにより、従来のような加熱装置を用いることなく測定精度を満足させることが出来るため、小型電池による駆動が可能となり、測定時間が短く、かつ小型で低価格な放射体温計を実現することが出来た。

又光学系からの赤外放射エネルギーを反射板を用いて測定し、その結果を零検出回路にて判定することによって測定許可を報らせるようにしているため、簡単な構成によって測定モードを確認することが可能となる等、本発明は従来医療専用とされていた放射体温計を一般家庭用として普及させるのに大なる効果を有するものである。

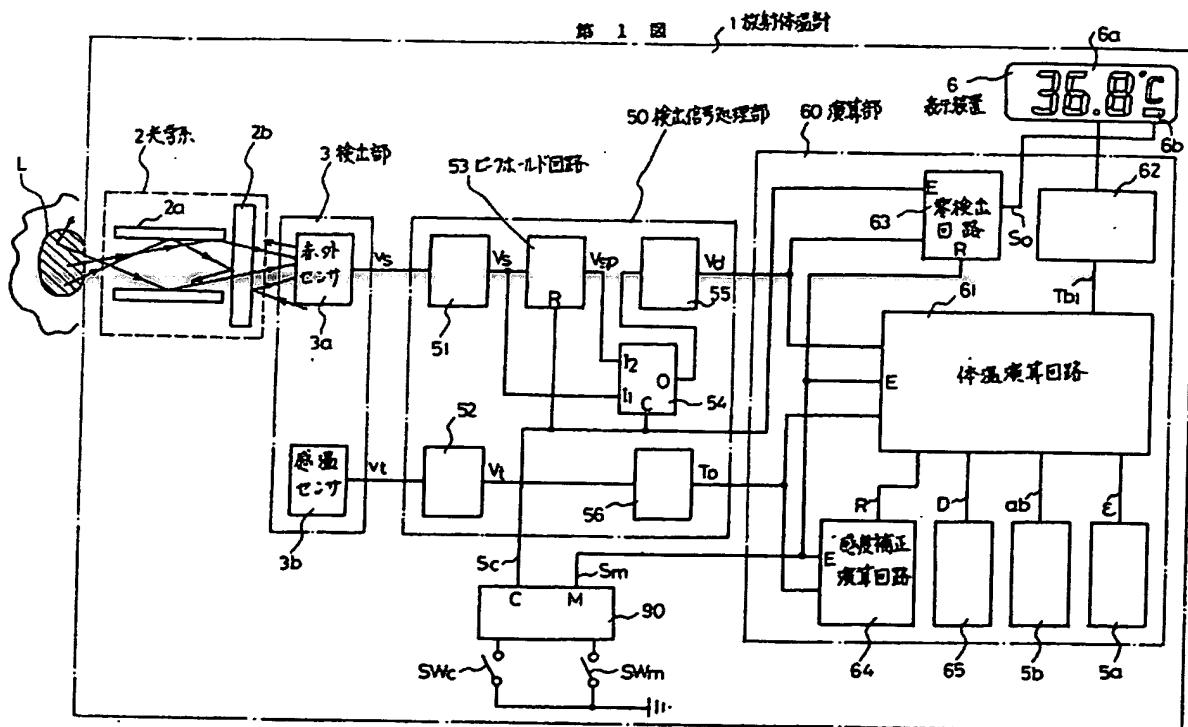
4. 図面の簡単な説明

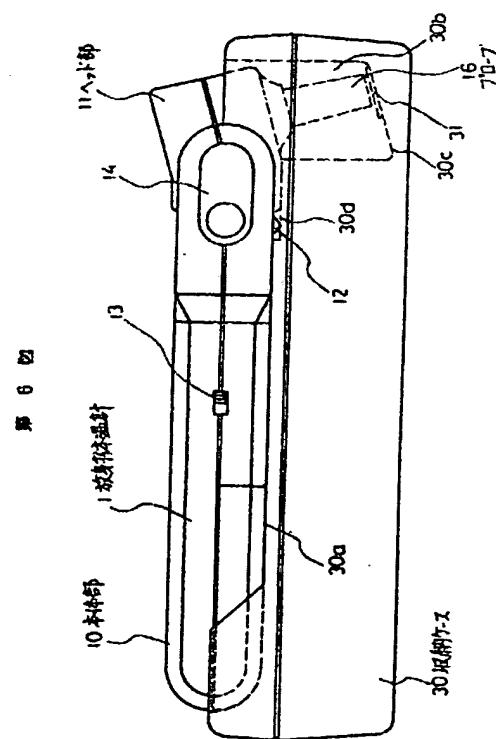
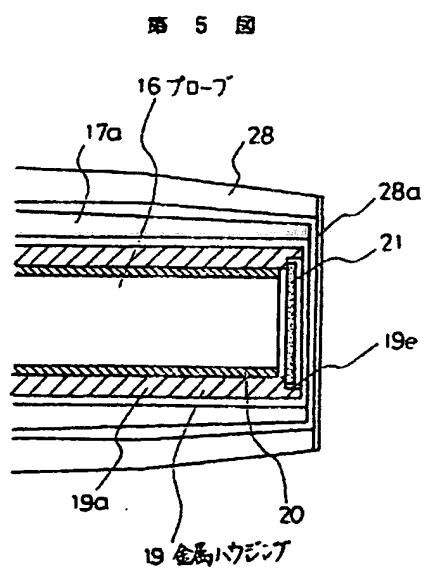
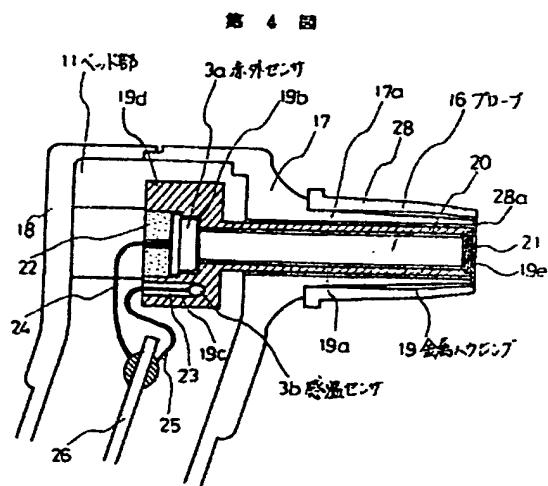
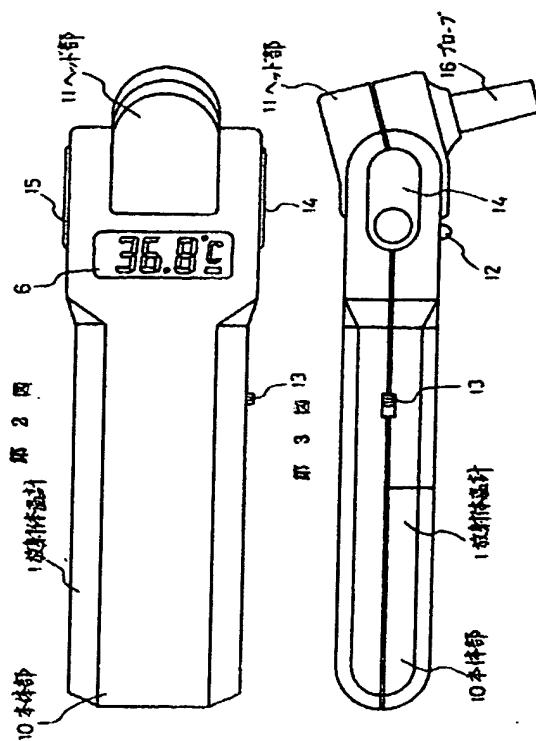
第1図、第11図、第13図はいずれも本発明の各実施例を示す放射体温計のブロック図、第2

図～第6図は本発明の放射体温計の構造を示すものであり、第2図は裏面図、第3図は側面図、第4図はヘッド部の断面図、第5図はプローブの先端部の拡大断面図、第6図は収納ケースに装着した状態を示す側面図、第7図は測定状態を示す耳部の断面図、第8図は第1図に示す放射体温計の動作を示すフローチャート、第9図は本発明の放射体温計の温度測定カーブ、第10図は第1図に示すピークホールド回路の構成図、第12図は本発明の他の実施例を示すヘッド部の断面図、第14図は従来の接触型電子体温計の温度測定カーブ、第15図は物体の赤外放射エネルギーの波長スペクトル特性図、第16図はシリコンフィルタの透過波長特性図、第17図は絶対温度と放射エネルギーの関係を示す特性図、第18図は従来の放射温度計のブロック図、第19図は従来の赤外センサ感度の温度特性図である。

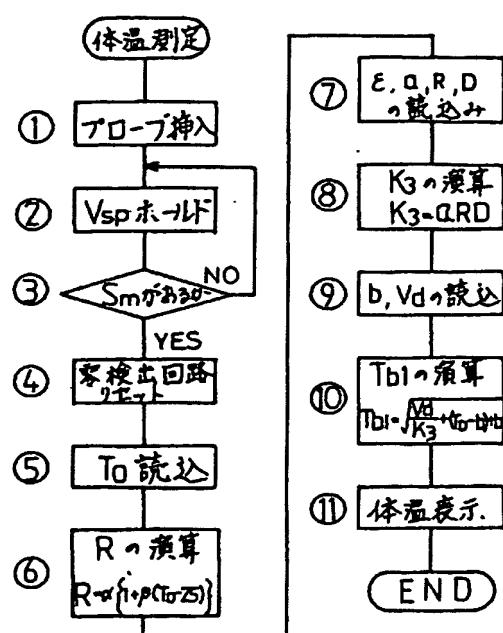
3 b, 3 c …… 感温センサ、
 5, 6 0 …… 演算部、
 5 b …… フィルタ補正手段、
 1 6 …… ブローブ、
 5 0 …… 検出信号処理部、
 5 3 …… ピータホールド回路、
 6 1 …… 体温演算回路、
 6 3 …… 零検出回路、
 6 4 …… 感度補正演算回路。

特許出願人 シチズン時計株式会社

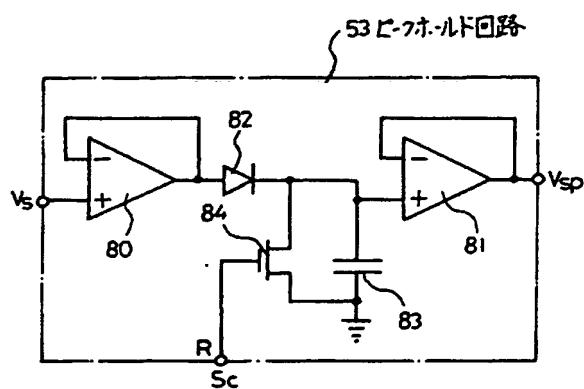




第 8 図



第 10 図



第 11 図

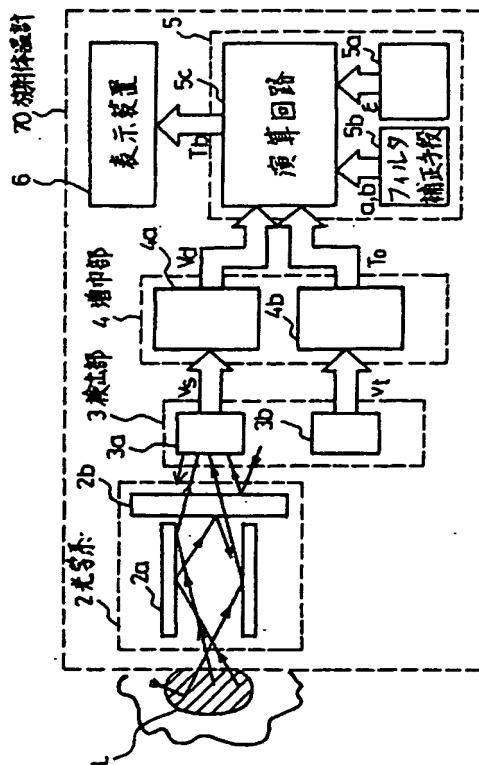
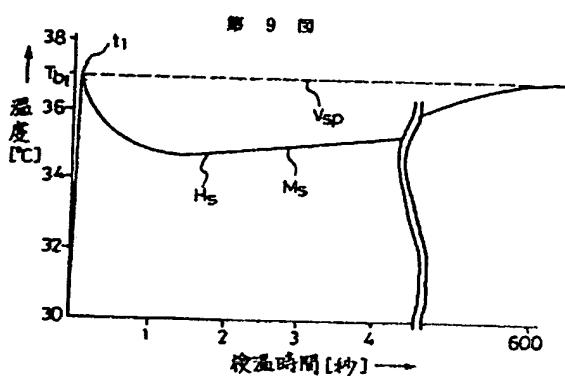
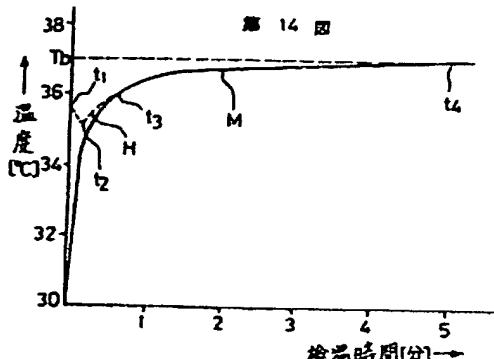
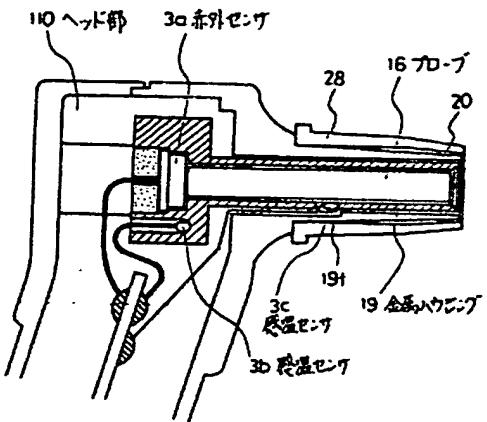


図 12 図

図 13 図 T_b (被測体温)